

EUROPEAN PATENT OFFICE

Patent Abstracts of Japan

PUBLICATION NUMBER : 2001321357
PUBLICATION DATE : 20-11-01

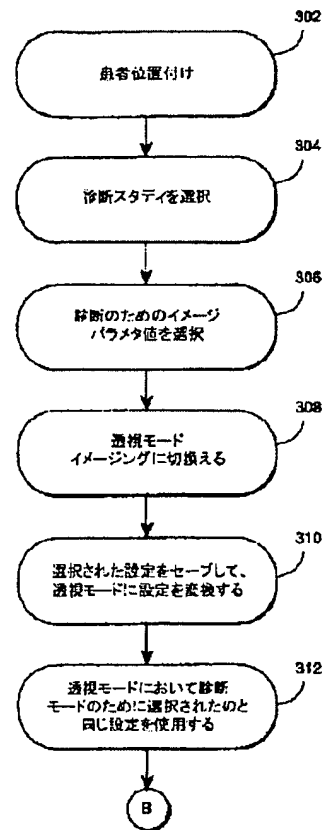
APPLICATION DATE : 30-01-01
APPLICATION NUMBER : 2001021477

APPLICANT : TOSHIBA AMERICA MRI INC;

INVENTOR : CHRISTINE HOURIIZUKO;

INT.CL. : A61B 5/055 G01R 33/48

TITLE : DEVICE AND METHOD FOR
TRANSFERRING MAGNETIC
RESONANCE IMAGING BETWEEN
TRANSMISSION MODE AND
DIAGNOSTIC MODE



ABSTRACT : PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a method for rapidly confirming and changing the imaging setting for the further use for a general diagnostic imaging.

SOLUTION: This method comprises step a of selecting a magnetic resonance imaging(MRI) parameter setting for diagnostic MR Imaging mode (306); step b of generating a transmission mode image by use of the parameter setting selected for a diagnostic MR imaging mode corrected so as to have an influence on transmission mode imaging (308); step c of regulating a certain selected parameter setting while seeing the transmission mode MR image (310); and step d of generating a diagnostic MR image by use of the parameter setting selected in the step a and regulated in the step c.

COPYRIGHT: (C)2001,JPO

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2001-321357
(P2001-321357A)

(43) 公開日 平成13年11月20日 (2001. 11. 20)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード* (参考)
A 6 1 B 5/055		A 6 1 B 5/05	3 8 2 4 C 0 9 6
G 0 1 R 33/48		G 0 1 N 24/08	5 2 0 Y

審査請求 未請求 請求項の数16 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2001-21477(P2001-21477)
(22) 出願日 平成13年1月30日 (2001. 1. 30)
(31) 優先権主張番号 0 9 / 5 7 0 6 9 3
(32) 優先日 平成12年5月12日 (2000. 5. 12)
(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 594131304
トーシバ アメリカ エムアールアイ イ
ンコーポレイテッド
TOSHIBA AMERICA MR
I, INC.
アメリカ合衆国、カリフォルニア州
92681-2068、タスティン、ミッチェル・
ドライブ 2441
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦 (外4名)

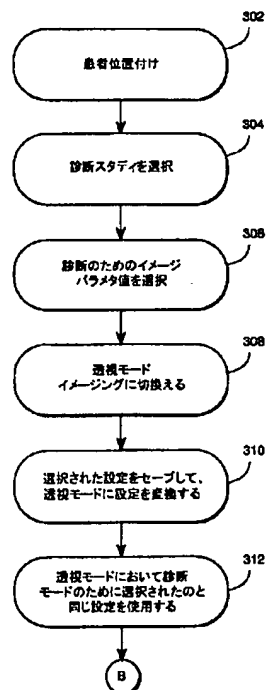
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージングを透視モードおよび診断モード間で移行する装置および方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 通常の診断イメージングにおけるその後の使用のためにイメージング設定を迅速に確認されかつ調整する方法を提供する。

【解決手段】 a. 診断MRイメージングモードのための磁気共鳴イメージング (MRI) パラメタ設定を選択し (306)、b. 透視モードイメージングに影響を及ぼすように修正された診断MRイメージングモードのための選択されたパラメタ設定を使用して透視モード画像を発生させ (308)、c. 透視モードMR画像を見て、ある選択されたパラメタ設定を調整し (310)、d. ステップ (a) で選択され、ステップ (c) で調整されたパラメタ設定を使用して診断MR画像を発生させる、ステップを含むことを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 a. 診断MRイメージングモードのための磁気共鳴イメージング(MRI)パラメタ設定を選択し、
b. 透視モードイメージングに影響を及ぼすように修正された診断MRイメージングモードのための選択されたパラメタ設定を使用して透視モード画像を発生させ、
c. 透視モードMR画像を見て、ある選択されたパラメタ設定を調整し、
d. ステップ(a)で選択され、ステップ(c)で調整されたパラメタ設定を使用して診断MR画像を発生させる、ステップを含む磁気共鳴イメージング方法。

【請求項2】 ステップ(b)で修正されたパラメタ設定が、(1)位相エンコードステップの数、(2)傾斜スライスの数、および(3)読み出し点の数の少なくとも1つを包含するグループを含む請求項1記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項3】 許容できる透視モード画像が発生されるまで、ステップ(b)と(c)を繰り返すことを含む請求項1記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項4】 ステップ(a)と(b)が連続的に実行される請求項1記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項5】 ステップ(a)と(b)が逆の順序で実行される請求項1記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項6】 ステップ(a)と(b)が同時に実行される請求項1記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項7】 ステップ(d)において、ステップ(b)で修正されたパラメタ設定がステップ(a)の設定に戻される請求項1記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項8】 前記選択されたMRIパラメタ設定がMRI視野内に画像化すべき人体の空間的な位置を含む請求項1記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項9】 透視モードイメージングプロセスが完了する前に、ステップ(b)中にパラメタ設定を調整するに適した透視モード画像が発生される請求項1記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項10】 ステップ(b)中に、透視モードイメージングがk空間の中心またはその近くからデータ収集プロセスを開始することを含む請求項1記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項11】 ステップ(b)中に、k空間データの完全なセットが収集される前に透視モードイメージングが終了される請求項10に記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項12】 a. 診断イメージングモードのためにMRIイメージングパラメタを選択し、
b. 高速MRIモードを用い、かつ高速MRIモードを生じるために修正されたものを除いた診断イメージングモードのための選択されたイメージングパラメタを使用して高速MRI画像を発生させ、
c. 高速MRI画像を見て、ある選択されたイメージングパ

ラメタを調整し、

d. ステップ(a)で選択されかつステップ(c)で調整されたシーケンスパラメタを使用して診断MR画像を発生させるステップを含む磁気共鳴イメージングシステムのための方法。

【請求項13】 a. 診断イメージングモードのためのMRIパラメタを選択し、

b. 透視モードイメージングを生じる少なくともいくつかの選択されたパラメタを自動的に調整し、

c. 発生された透視モード画像を見て、少なくともいくつかのパラメタを手動で調整し、

d. 手動で調整されたパラメタを診断イメージングモードに自動的に適用することを含んで、透視モードイメージングから診断イメージングモードへ切換え、

e. ステップ(a)で選択され、ステップ(c)で修正されたパラメタを使用して診断MR画像を発生させる、ステップを含む磁気共鳴イメージング方法。

【請求項14】 ステップ(b)が透視モードイメージングモードへ切換えることをさらに含み、診断イメージングモードのために選択されたシーケンスパラメタが透視モードイメージングのために適用される請求項13記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項15】 ステップ(d)が透視モードイメージングから診断モードイメージングに切換わることを含み、パラメタは診断モードイメージングを生じるように自動的に再調整される請求項13記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項16】 イメージングボリュームと、イメージングボリュームへ静磁場 B_0 を印加するための磁場発生器と、該イメージングボリュームに傾斜パルスを適用するための傾斜コイルと、該イメージングボリュームにRFパルスを印加し、該イメージングボリューム内の人体から磁気共鳴RF信号を検出するRFコイルを含むMRI装置と、

前記傾斜コイルと前記RFコイルへの制御信号を発生し、前記RFコイルによって検出されたRF信号を分析するMRI装置の制御器とを含み、

前記制御器がMRI装置を操作するための制御器と関連したメモリに記憶された制御命令を含み、該制御命令は診断MRイメージングモードと透視イメージングモードでMRI装置を操作するための命令を含み、制御命令はさらに、

診断MRイメージングモードのために選択され、透視モードイメージングを生じるように修正されたパラメタを透視モードに適用することによって、MRI装置を診断モードから透視モードに切換える診断モードから透視モードへの移行命令と、

診断MRイメージングモードのために選択され、透視モードイメージング中にオペレータによって修正されたパラメタを適用することによって、MRI装置を透視モードか

ら診断モードに切替える透視モードから診断モードへの移行命令とを含む、磁気共鳴イメージングシステム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は全般的に磁気共鳴(MR)イメージング技術に係り、特に、発明は高速MR透視イメージングモードおよびMR診断イメージングモード間の継ぎ目のない切換えに関する。

【0002】

【従来の技術】磁気共鳴イメージング(MRI)は、磁気共鳴(MR)現象に感応しやすい原子核の実質的な集団を有する、人体のような対象物の内部構造を表すデジタル化された可視イメージを得るために広く受け入れられ、かつ商業的に利用可能な技術である。MRIにおいて、画像化すべき患者の人体の核は、核に強い主磁場(B_0)を印加することによって分極される。核は固有のMR(Larmor)周波数で無線周波数(RF)信号によって励起される。人体を取り囲む局所化された磁場を空間的に分布して、核から結果として起こるRF応答を分析することによって、それらの空間的な位置の関数としてこれらの核応答のマップ、即ち、イメージが発生されかつ表示される。核の応答のイメージは患者の内臓と他の組織の非侵入的な視点を提供する。

【0003】図1に示されるように、MRイメージングシステムは、典型的に静磁場(B_0)を印加するための磁石10、3つの直交座標に沿って空間的に分布された傾斜磁場(G_x , G_y および G_z)を印加する傾斜コイル12、および画像化される人体の選択された核へ、および核からRF信号を送受信するRFコイル14と16を含む。画像化すべき患者の位置がMRIシステムの視野(FOV)を定義する磁石およびコイル間の“イメージングボリューム”内で、3次元に動かされるように、患者18が患者テーブル20に横たわる。

【0004】MRIシステムオペレーターはキーボード、スクリーン、および他のオペレータ入力/出力装置を有するコンピュータワークステーション22を通してシステムを制御する。MRIシステムオペレーターはイメージングボリューム内に可動テーブル20を使用することで患者を位置付け、(a)イメージングの技術、例えば、診断MRI、高速MRI、MR透視、およびMR血流イメージング;(b)パルスシーケンス、例えば、スピンエコー、フィールドエコー、反転回復、高速スピンエコー、および高速フィールドエコー;(c)イメージングモード、例えば、マルチスライスMR走査、マルチスラブ3次元(3D)走査、マルチエコー走査、多適用範囲(単一走査によりカバーされるよりも大きい領域をカバーするため)、および多角度の収集(同じTRにある異なった角度を有するスライスの多重グループ);(d)脂肪抑制および分離技術、および(e)アーチファクト抑制技術、のような1つ以上のイメージングパラメータを選択する。

【0005】必要なイメージングパラメータが選択された後に、MRIシステムはRFパルス、エンコードされたスライスおよび位相選択傾斜磁場パルス、読出し磁気傾斜磁場からなる対応する1つ、または複数のパルスシーケンスで患者を走査するようにプログラムされる。診断走査が開始されるとき、患者の励起された核から一連のNMR RF応答信号を発生させるように、予定されたパルスシーケンスが繰り返される。MRIシステムはこれらの信号を分析して、応答RF信号に基づく患者の内臓および組織の画像を発生される。

【0006】そのように発生される診断MR画像は選択されたイメージングモードおよびイメージングパラメータによって影響される。MR画像が不十分であるとき、または医師が別の観点から画像を見たいとき、必要なモードおよび/または選択されたイメージングパラメータ値を調整し、次に全体のイメージング手順を繰り返すことによって、別のMR画像が発生される。例えば、MR画像で示された2つ以上の関心対象物間のコントラストが最適でないならば、MRイメージングのイメージングパラメータが、適切なコントラストを得るように調整されなければならない。同様に、頭のあるスライスをMRイメージングすることにより得られるアキシャル画像が良い診断情報を提供しなかったと医師が判断するなら、別の観点からの他のMR画像が選択され、かつ発生されなければならない。

【0007】MR画像が発生される前にオペレータは必要なイメージングパラメータを選択する。イメージングパラメータの選択はイメージング位置、スライス方向、画質、視点、および他の特徴を決定する。どんな画像も発生される前に多くのイメージングパラメータを最適に選択することは困難である。後になってみると、選択されたイメージングパラメータが最適以下であるので、初期パラメータ選択から発生される結果としての画像は時々不十分である。実際の画像を見ることによってのみ、イメージングパラメータ選択の幾つかまたは全てがリセットされるべきであるかが明白になる。しかしながら、MR画像を発生させて、イメージングパラメータをリセットし、別の画像を発生させるプロセスは、特に長い走査周期を必要とする診断モードMRイメージング技術で相当に時間がかかる(例えば、数分)。

【0008】従って、オペレータが現在ワークステーション22に入れられたパラメータ選択に基づく初期のMR画像を、素早く下見し得るシステムの必要性が長い間認識されている。また、初期段階で迅速に見るための画像の観点において、および実際により長い診断MRIモードを実行する前に、診断イメージングパラメータを調整する技術の必要がある。完全な診断モードイメージング走査に行く前に、イメージングパラメータが正常な診断MRイメージングのために適切に選択されたことを、迅速に始めに確認するためのプロセスは知られていない。

【0009】いくつかのリアルタイムMRイメージング技

術が開発されたけれども、それらは正常な(したがって、より低速の)診断走査イメージングパラメータを選択するためのツールとして適用されなかった。高速透視モードイメージング手順を用いるリアルタイムのイメージングプロセスに関する例は、米国特許No. 5,184,074 (Kaufman他)、5,898,305 (Kokubun)、および4,830,012 (Riederer)に開示される。

【0010】透視モードイメージングにおいて、リアルタイムに近いMR画像が短い繰り返し時間MRIパルスシーケンスを使用して発生される。透視モードイメージングは、MRイメージングボリューム内に患者の位置決めのため、およびインターベンショナルMRイメージングのためのような高速イメージング時間が必要であるMRイメージングに便利に使用された。それは高速画像を提供するけれども、透視モードイメージングはほとんどの診断MRイメージング目的に不十分であるとして見られる。米国特許No. 5,713,358、2欄、1-33行参照。そのうえ、透視モードイメージングは、より低速の診断イメージングのためにイメージングパラメータの選択または確認を促進するためのツールとして使用されなかった。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、正常な診断MR画像を発生させる時間をとる前に、画像位置、方向および整列、および視野(FOV)のような、診断MRイメージングパラメータを迅速に確認して、調整する上述された必要を満たす。本発明は、最適のイメージングパラメータが適切に選択されたことを確認するために、MRIシステムオペレーターおよび/または関連開業医が迅速な初期のMR画像を得ることを可能にする。さらに、初期設定が高速イメージングモードを見るのに不適切に設定されたことが分かったならば、オペレータは高速イメージングモード中に迅速にイメージングパラメータ設定を調整することができる。MRイメージングパラメータ設定を確認するおよび/またはさらに調整するのに高速イメージングモードを使用したので、MRIシステムオペレーターは適切なイメージ設定がシステムに入れられたという信頼をもって通常の診断イメージングを始めることができる。従って、本発明は通常の診断イメージングにおけるその後の使用のためにイメージング設定を迅速に確認されかつ調整する方法を提供する。

【0012】

【課題を解決するための手段】発明の実施例を使用すると、MRIシステムオペレーターは、(a)患者をMRIイメージングボリューム内に位置付け、かつそのボリューム内で患者を整列するために粗標的システム(例えば、クロスヘア投光器、透視MRイメージング、逐次的位置決めスキャン、および他の従来の位置決めスキャン)を使用し；(b)特定の診断イメージングモードのために初期イメージングパラメータを選択し；(c)MRI視野内で予定された器官または他のイメージング対象の整列を確認しかつ調整

するために使用される高速MRI画像を発生し、パルスシーケンスと他のパラメータを調整するために、MRIシステムをそれぞれ対応する“透視モード”に切換え；そして、(e)完全なMR画像を発生させるように、透視モード中に確認されかつ調整されたイメージングパラメータ選択を使用して通常の診断イメージングモードに切換える。

【0013】診断モードから透視モードに切換えるとき、MRIシステムは診断イメージングのためにオペレータによって選択された最初の診断イメージングパラメータ設定を省略する。前に診断モードイメージングのために選択されたこれらの同じイメージングパラメータ設定が、それぞれ対応する透視モードイメージングモードに自動的に使用される(透視MRIおよびその速度に合わせるように調整されなければならないそれらの設定を除いて)。高速イメージングモードにおいて診断イメージングのために選択されたイメージングパラメータ設定を使用すると、診断画像設定をチェックするために役立つ迅速な画像を提供する。

【0014】診断イメージングパラメータ設定の与えられたセットの全ては高速イメージングのために使用することができない。速い画像発生を達成するため、あるイメージングパラメータ設定は、選択されたシーケンスステップとシーケンススライス数を減少させるように、高速透視モードのために自動的に変換される。透視モードの間、オペレータは診断イメージングのために前に選択されたいくつかのイメージングパラメータ設定を調整してもよい。次に、オペレータが透視モードから診断モードイメージングに切換えるとき、MRIシステムは、前に診断モードのために選択されかつ透視モード中に調整されなかった同じイメージングパラメータ設定を自動的に適用し(診断設定の多くは透視モードイメージングに使用され、一方他の診断モード設定は透視モードイメージング設定に対応するように自動的に調整される)、透視モード中になされた調整を診断設定に適用する。

【0015】この点で、MRIシステムは透視モードのために自動的に変えられるパラメータ設定を変換し、(例えば、シーケンスステップとスライス数)、診断イメージングのために最初に選択されたそれらの設定に戻す。また、さらに、システムは透視モード中にオペレータによってなされた調整を診断イメージングパラメータに適用する。従って、診断および透視イメージングモード間を前後に切換えるとき、オペレータはMRIシステムを手動でリセットする必要はない。モード間の変換が、診断イメージングモード設定の最適化を促進するために容易に行われる。

【0016】本発明により得られる目的と利点は、付随の図面に特に関連して発明の例示的实施例の以下の詳細な記述の慎重な学習により、より良く解釈されであろう。

【0017】

【発明の実施の形態】図1はMRIシステム1を表わす。MRIシステム1は患者イメージングボリューム11を取り囲んでいる実質的に一定の均質な分極静磁場(B_0)を発生する大きな分極磁石構造10を包含する。適当なキャリッジ、例えば、患者テーブル10がイメージボリューム11内に患者18の解剖的構造の部分挿入する。磁気傾斜はMRIシーケンスプロセッサ26によって運転される電磁傾斜コイル12により選択的に作成される。RF章動パルスはRFコイル14によりイメージボリューム内で患者組織内に送信される。MR信号を構成するRF応答は適当なRF検出コイル構造16を経て患者組織から受信される。

【0018】MRIシステムオペレーターはキーボード、スクリーン、および他のオペレータ入力/出力装置でコンピュータワークステーション22を通してシステム1を制御する。MRIワークステーション22はMRIシステムを制御するMRIコンピュータ24に電子的に接続される。コンピュータはイメージングパラメータ選択をMRIシステムの操作のための命令に変換する。特に、コンピュータは傾斜パルスプログラムモジュール26の選択を制御し、それは順次傾斜コイルを駆動する傾斜増幅器28に選択された磁気パルスシーケンスを適用する。同様に、コンピュータ24は、増幅器34によって増幅されRF駆動コイル14を駆動するように適用されるRFパルス信号を発生するRF電源30、およびRFパルスシーケンスプログラムモジュール32を活性化することにより、患者の核を励起させるようにRFパルスを適用する。

【0019】RFパルス、静磁場 B_0 、および傾斜スライス選択とパルスエンコードは患者の核にMR RF信号の放出を引き起こさせる。これらのアナログRF信号は受信コイル16により受信され、RF増幅器と検出器36によって増幅され、デジタイザ38によりデジタル画像データに変換され、かつコンピュータ/画像コンピュータ24によって数学的分析(フーリエ分析の使用のような)される。分析画像データはワークステーション22のディスプレイに表示される画像に変えられる。

【0020】画像は患者18の内臓の横断面画像であるかもしれない。表示されたMR画像は、データ要素(N)の数によって割られた視野(FOV)として定義される“ピクセル”と呼ばれる絵の要素で構成される。それぞれのピクセルの強度は画像化される対象物の対応するボリューム要素、即ち“ボクセル”のMR信号強度に比例している。

【0021】MRIシステムにおいて、種々のコイルはRF励振パルスおよび結果として傾斜磁場を生成し、MRI“収集シーケンス”中MR信号を得る。MRI収集シーケンス例の図式表現は図2に示される。この例では、MR信号がスピン回転RFパルス52の“エコー”50として現れるので、適用されたRFパルスと磁場の特定のタイミングは“スピンエコー”シーケンスとして知られている。スライス傾斜磁場 G_{slice} 54は、患者の人体組織にある核の“スライス”または“スラブ”(3Dイメージングのため)

を特定のRF共鳴周波数に敏感にするために主磁場 B_0 に沿って重ねられる。180度RF励振、即ち“章動”パルス56が、スライスまたはスラブ内の核をリフォーカスするために適用される。変化している大きさのパルス化された磁気傾斜磁場 G_p 。(および3Dイメージングのための G_{slice})56が、一時的な周波数差、および人体の異なった位置およびスラブ内の特定方向に沿った核間の位相差を誘導することにより核を位相エンコードする。読み出し傾斜磁場 G_{read} 58の周波数は“読み出し方向”(G_{read})と呼ばれる直交方向における同じスライスの核をエンコードする。

【0022】読み出し傾斜磁場60の印加から結果としてMR“エコー”信号50が収集される。エコー信号はRF検出コイル16内に、増幅されデジタル化されかつ画像データに変換される信号を誘起する。得られたデータ(また“生データ”または“k空間データ”と呼ばれる)はフーリエ分析で分析される。その分析のスケール合わせされた周波数領域プロットは、X-Y-Z位置に対応するフーリエ空間(また、画像領域と呼ばれる)の核の集団に関する情報を表す。

【0023】90度RF章動パルスからスピンエコーMR信号50の中心までの周期は“エコー時間”(TE)と呼ばれる。パルスシーケンス持続時間はシーケンス“反復時間”(TR)である。各シーケンスが唯一の位相エンコード傾斜値 G_p を有する、診断に使用される通常のMRを発生するように適用される複数シーケンスがあってもよい。透視イメージングで使用されるように、高速MRIイメージングが、1つのみまたは数パルスシーケンスを使用して画像を発生させる。

【0024】この型の共鳴イメージング装置で、MRイメージングは以下のように作用する。患者のMRイメージング対象部分は、通常患者ベッドの位置を調整することによって、MRIシステムのガントリー内の指定された位置に設定される。患者登録を含む関連事項を入れた後に、オペレータは診断項目に従って、RFコイルおよびマトリクスのようなイメージングパラメータを選択し、さらに原子核密度、緩和時間、パルス繰り返し時間、エコー時間、パルス形状、パルスシーケンス、および可能なら核種を含むMRイメージングパラメータを選択する。

【0025】MRIワークステーション22は、典型的にMRIシーケンスおよびデータ処理技術に関する選択のメニューをオペレータに与える。この発明の例示的实施例では、MRIシステムオペレーターにとって利用可能なそれらの選択の1つは、通常のMR診断イメージングに先行するセットアップ操作中、高速透視走査モードに縫ぎ目なく切替わるためのプログラムである。本発明の記述されたプロセスを生じさせるために、適当なコンピュータプログラムの発生またはシステムコンピュータ/画像プロセッサ24のかかる特定の指示は、以下に説明される特定のデータ処理方法およびここに示された開示の全体から

見て当業者の能力内で十分であると信じられる。

【0026】このようなMRIシステムは、スピンエコー技術およびフィールドエコー技術のようなMRパルスシーケンスのいくつかの異なる型を利用するかもしれない。これらのシーケンスは、スピンエコー(SE)、反転回復(IR)、二次元(2D)および三次元(3D)フィールドエコー(FE)技術のような通常のイメージング技術をサポートしてもよい。さらに、MRIシステムは、エコーマッピングを有する2Dの高速スピンエコー(FastSE)、RFスポイリングを有するまたは有さない3Dの高速フィールドエコー(FastFE)、高速IR、高速液体減衰IR(高速FLAIR)、高速または短いT1反転パルス周期、可変TR、および信号収集周期(NAQ)設定の可変数のような高速走査シーケンスを有してもよい。

【0027】MRIシステムは、オペレータが利用可能なイメージング技術とシーケンスの1つまたはそれ以上を選択することを可能にするため、他のイメージングパラメータ設定を含んでもよい。さらに、システムは、脂肪のみおよび/または水のみの画像を提供するため、水および/または脂肪の位相変化を有するマルチスピンエコー収集を使用する脂肪抑制技術のオプションを提供してもよい。イメージングパラメータ設定に関する別の例は常磁性のコントラスト増進である。脂肪抑制とコントラスト増進のようなこれらのイメージングパラメータ設定は、利用可能なイメージングパルスシーケンスの1つまたはそれ以上と関係して使用されてもよい。

【0028】図3から図5は本発明を使用する通常のMRIイメージングセッションを設定する例示的な一連のステップを示すフローチャートである。ステップ302において、患者はMRI装置に位置される。患者のリアルタイムの画像は、患者が透視MRI画像、クロスヘア投光または他の迅速な位置決めスキャンを使用して位置付けられるとき、オペレータに表示される。このイメージングは患者を位置付けるために使用され、診断モードイメージングのために選択された設定を利用しない。患者がいったん位置付けられると、MRIシステムオペレーターは、ステップ304で実行されるべきMRI診断イメージングスタディを選択する。

【0029】さらに、オペレータはシステムを選択された診断スタディ(ステップ306)のパラメータに設定し、これらのパラメータは角度設定、視野、解像度およびTR、TE、TIおよびパルスシーケンスの型のようなシーケンスパラメータの値であり得る。システムパラメータを設定するために、オペレータは、先のMRIプロセス(診断透視、迅速なバッチ収集)から取られた画像のための設定を使用してもよく、または直接ワークステーションを経て設定を入力してもよい。これらのパラメータが所望のMR診断画像を生じるために選択される。選ばれるかもしれないパルスシーケンスの型はスピンエコー、反転回復、2Dおよび3Dのフィールドエコー、および他のシーケンスを含

む。さらに、オペレータは視野(FOV)の高さと幅を選択するかもしれない。FOVはその高さおよび幅を調整することにより、例示的範囲50~400mm²内に寸法付けられるかもしれない。また、オペレータは、周波数エンコード(例えば、64~1,024回の間)、フェーズエンコード(例えば、32~1,024回の間)、およびスライスエンコード(例えば、8~256回)のようなパラメータを含む収集マトリクスのための選択をしてもよい。オペレータによって選択されるべき他のイメージングパラメータは傾斜スライスあるいはスラブの厚み、例えば、二次元イメージングのために1.0から100mmの間、および三次元イメージングのための0.8から100mmの間である。

【0030】そのうえ、オペレータは例えば、1~16の範囲からMR信号収集の数(NAQ)を選択し、その選択はその範囲内の整数または分数の増分であるかもしれない。さらに、走査パラメータは、10ミリ秒(ms)から1,500msの例示的範囲を有するTR(ここにTRは各RFパルス間の時間周期である)、10msから3,000msの例示的範囲を有するTE(RFエコー間の周期である)、10msから3,000msの例示的範囲を有するTI(反転時間である)、選択可能な範囲0度~180度を有するフリップ角度、および101から1,400 s/mm²の例示的範囲を有するb-要素(BWI)などを選択される。オペレータはまた、アキシャル(axial)、サジタル(sagittal)、コロナル(coronal)、単一オブリーク、二重オブリーク、およびマルチアングル収集のような適切なスライス面を選択してもよい。選択に利用可能なこれらのイメージング設定パラメータとそれぞれの選択可能なパラメータの範囲はオペレータがステップ308で選択した診断スタディの型に依存する。大部分の診断イメージング型で、オペレータは、多くが広範囲の選択可能な値を有する複数のパラメータについて選択をしなければならない。

【0031】通常のイメージング方法で、オペレータは直接通常のイメージングに進むであろう。しかしながら、発明はステップ308、高速透視モードイメージング選択を提供し、それは患者がイメージングボリュームで適切に整列され、イメージングパラメータの選択された値が高品質なMR画像を生じることを、オペレータが確認するために使用され得る。

【0032】透視モードは、オペレータが画像(粗い画像であるけれども)を速やかに見て、新しいリアルタイム処理におけるある選択されたイメージングパラメータを調整することを可能にする。透視イメージングモードへの切換えは、ステップ310で、ある入力されたイメージングパラメータを透視イメージングモードに自動的に変換するMRIシステムソフトウェアによって自動的に実行される。例えば、ステップ312で、ほとんどのイメージングパラメータが診断スタディのために作られた選択から透視イメージングに変更されないで進行されるかもしれない。診断モードイメージングのために選択されたパラメ

タの大部分が透視モードイメージングに持ち越され、その結果これらのパラメタ設定が透視モード画像から見て評価され得ることは望ましい。

【0033】しかしながら、診断イメージングのために選択されたあるパラメタは、ステップ314において、透視イメージングのために自動的に調整される。例えば、透視イメージングモードへの切換えは、位相エンコードステップの数(位相エンコードステップの256線のような)、読み出し周期の数(読み出しの256点のような)、および傾斜スライス数(4スライス未満のような)の自動減少をもたらすかもしれない。これらの調整で、ステップ316において、MRIシステムは透視モードにおけるイメージングを開始し、イメージングボリュームの視野内に人体のリアルタイムの画像を素早く表示する。透視画像から見て、オペレータは、ステップ318でイメージングパラメタ設定を確認し、最適化を必要とする設定を調整する。透視画像は、ステップ320で設定にされた調整を反映するように更新される。

【0034】一度透視画像が受け入れられると、次にオペレータはステップ322でMRIシステムを診断モードイメージングに切換えて戻す。診断イメージングへの切換えにおいて、ステップ324で、MRIシステムはステップ306で最初に診断イメージングのために選択されたのと同じイメージングパラメタを使用する(ステップ314で透視モードイメージングを生じるように自動的に変化した設定に変換して戻すことを含んでいる)。しかしながら、ステップ326において、システムはオペレータによってなされた調整を適用するために、ステップ306からのこれらの設定を透視モードイメージング中の設定に自動的に変える。診断イメージングモードが開始され、ステップ328で高品質なMR画像が発生される。この画像はオペレータによって発生され、オペレータは設定をチェックするために透視モードイメージングを採用した後に、イメージングパラメタ設定が適切であると確信している。診断画像を発生するために必要な時間(透視モードイメージングの時間を含んでいる)は、初期のイメージングパラメタ設定で診断モード画像を発生させ、診断画像が失望であると判明したとき設定をリセットし、調整された設定を使用して2番目(あるいは3番目)の診断画像を発生させるのに必要だった時間より少ない。

【0035】図6から図9はワークステーション22で表示されるようなイメージングパラメタ設定の例示的スクリーン画像を示す。MRIオペレータは、ワークステーション表示スクリーンとキーボードと対話することによって、パラメタ設定を設定して見なおし、ここに、スクリーンはこれらの図で示されるような画像を表わす。図6から図9に示される制御スクリーン画像は、MRIイメージングのイメージングパラメタを選択するためにMRIシステムオペレーターにより使用される例示的“走査編集”制御パネルである。それぞれの走査編集スクリーンはイ

メージングのために選択されるイメージングパラメタの配列を示す。例えば図6に示される走査編集制御パネル350は、イメージング技術(TE、SE)など352、オブション(2D、3Dなど)354、TE周期356(5.0〜10.0の範囲でTE=5の選択が図で示される)、スライス厚み358(7が7〜100の範囲で選択される)、および他のスライスパラメタおよび他の多くの設定のような複数の選択可能なイメージングパラメタを確認する。イメージングパラメタの値の範囲は各イメージングモードについて決定された。各イメージングパラメタの値の範囲は異なったイメージングモード間で変えられてもよい。

【0036】オペレータは、対応するイメージングパラメタのために選択された値を変えるように、ダイヤル360(選択可能な設定の下の縁に示される)を実際に回すことにより設定を調整し得る。走査編集スクリーンは、例えばスライス厚み358のような、選択されたイメージングモードのために変えられるかもしれないそれらのイメージングパラメタを太い字体で示す。選択されたモードに適切でないか、選択されたモードについて変化がないかもしれない(例えば、プリセットフリップ角度362)それらのイメージングパラメタは、走査編集スクリーンに陰影をつけられた字体で示される。

【0037】さらに、走査編集制御スクリーンは、例えば、1.20分のような合計画像収集時間364、例えば0.52の×1.00mmのような画像解像度、および選択されたイメージングモードに基づく他の従属パラメタを表示する。これらの従属パラメタは直接選択されないが、モードまたは選択可能なパラメタの値に基づいてむしろ決定される。

【0038】図6に示された走査編集スクリーン画像350は診断(正常な)イメージングモードに対応する。図6に示されたイメージングパラメタの値は診断イメージングモードのために選択された値に対応している。図6に示されたイメージングパラメタの値は、任意のMR画像が見なおされる前に、MRIオペレータによって最初に選択された値である。最初の診断パラメタ値がいったん選択されると、オペレータは、診断モードイメージングのために最初に選択された設定に基づく迅速な画像を発生させるように透視モードに切換える。図7は透視モードイメージングのための走査編集制御スクリーン366を示す。前に診断モードイメージングのために選択されたイメージングパラメタ設定の多くが透視モードイメージングに変えられず適用された。透視モードイメージングへの移行の間に自動的に変えられたそれらのパラメタ設定は、PEマトリクス368において496から256への減少と、スライス数370における11から4への減少である。

【0039】PEステップの減少は任意であり、他のステップ数が選択されたかもしれない。実際、PEステップのより少ない数はより高速透視イメージングを提供する。この点に関して、収集はK空間の中心の近くで始まるよ

うに時間調節され、この結果、低い解像度画像が最初に発生される。より高い解像度画像はいくつかのTR周期の後に発生される。したがって、オペレータはイメージングパラメータを調整し決定する初期のPEステップ中に発生させた低い解像度画像を使用し、その結果、すべての256PEステップが完了する前に、透視画像の発生を終える。そのような高速イメージングプロセスは“最も重要な低空間周波数NMRイメージングデータを最初に捕える装置および方法(Apparatus and Method for Initially Capturing Most Significant Low Spatial Frequency NMR Imaging Data)”と題する米国特許4,721,912に開示される。

【0040】この例では、診断モードイメージングのためのイメージングパラメータ設定は、透視モードイメージングのための選択の範囲内でそれらのパラメータ設定のため、直接透視モードイメージングに適用された。透視モードイメージングのためのパラメータ設定の範囲外にあるそれらの診断イメージング設定は、透視モードイメージングのため範囲として最大設定に自動的に調整される。例えば、PEマトリクス設定368の256、およびスライス数370の4は透視モードイメージングにおけるそれらのパラメータの最大値である。

【0041】図8は透視モードのための走査編集制御スクリーン画像372を示し、それは図7に示されたスクリーン画像と同様である。しかしながら、TR374の値は160から320へ増加された。MRIオペレータは、例えば透視モードで発生された図11のMR画像を見た後にTRを増加するように決定した。TR374の値は、画像に示された種々の組織および器官間のコントラストを増加させるように増加されたかもしれない。例えば、図12のような別のMR画像が、変えられたTR値を使用して透視モードで発生される。

【0042】イメージングパラメータが最適に設定されたと、MRIオペレータおよび/または医師が満足したとき、オペレータは透視モードから診断モードに切替える。この移行で図9に示されるように、走査編集スクリーンは診断モードのための設定を示すように切換えられる。

【0043】診断モードのための同じ初期設定(図6から図9へ比較する)が、透視モードイメージング中にオペレータによって変えられたイメージングパラメータ設定、例えばTRを除いて、診断モードに自動的に適用された。同様に、診断モードから透視モードイメージングへの移行の間に自動的に変えられたイメージングパラメータ値は、診断モードイメージングへ移行して戻る間にそれらの以前の値に自動的に変換される(PEマトリクスとスライス数の値に関して図8と図9を比較する)。

【0044】さらに、図6および図8にそれぞれ示されるように、1分20秒および1分22秒の診断モードのための収集時間を、320msecのTRのための数秒、例えば6秒の透視モード走査時間と比較する(透視モードのための図7

および図8にそれぞれ示されるように、41秒と1分22秒の時間は全透視MR画像時間を表わし、その時間では通常パラメータ設定を調整しかつ確認することを完了されないであろう)。従って、この例における透視モードイメージングを使用することは、診断モードイメージングを使用して画像を発生するのに必要とした1分22秒と比較して、MRIオペレータがわずか数秒で最初の画像を発生させることを可能にした。

【0045】この例においても、透視モード(図8)のために走査編集スクリーン中TRを増加させると、透視モードと診断モード(図9)の両方のための走査時間はかなり増加した。2番目の透視モード画像を発生させるには1分22秒を必要とした。この2番目の画像は、パラメータ設定が最適に選択されたことを単に確認するのに使用された。この最後の透視モード画像(この例の2番目の画像)はイメージングパラメータ設定を確認して、その結果、診断モードイメージングが始まる前に設定が最適であることの高度な信用を浸透させる。従って、最後の透視モード画像に必要な追加時間はこの画像から収集される信用のために十分に費やされる。

【0046】図10から図12は例示的MR画像である。図10は油の容器402と水の容器404の透視モード画像400である。画像は任意の対象物であってもよく、通常患者の画像である。いくつかのイメージングパラメータが画像400で示され、それらは、例えばTRの840msおよびTEの80msであるTRおよびTE時間、例えば1つの面と4つのスライス(1/4)であるスライス選択傾斜、および例えば256×256ボクセルである収集マトリクスを含む。さらに、画像は、2Dスピンエコーパルスシーケンスが選ばれたことを示す。この例において、パルスシーケンスとスライスの数が透視モードについて減少されたことを除いて、画像に表示されたイメージングパラメータが透視モードと診断モードの両方について同じである。図10に示された画像400を見ているオペレータは、油と水の容器402、404間のコントラストが高すぎると結論づけて、コントラストを抑えるようにTRパラメータ設定を調整するかもしれない。透視モードにおけるイメージングを見た後に、オペレータはイメージングパラメータ設定を調整する。オペレータは透視モード画像に基づくイメージングパラメータに複数の調整をするかもしれない。例えば、オペレータは画像を描かれる人体に関して画像整列、TE、TRおよびTIの周期、そして(パラメータへの他のポテンシャル変化)を調整するかもしれない。

【0047】例えばTRを1900へ、およびTEを20へ調整の後に、図11に示されるように、新しい透視モード画像406が発生される。MRIシステムオペレータがいったん透視モード画像に満すると、システムは、図12の高品質診断モード画像408を発生させるために診断画像モードに戻るように切換えられる。例えば透視モードで作られた1900/80のTR/TEのようなイメージングパラメータ調整

は、MRIシステムによって守られ、診断モード画像を発生させるのに使用される。さらに、例えば位相エンコードステップとスライス(7/16)の数のようなイメージングパラメータ選択は、透視モードイメージングに使用された選択(スライス1/4)から増加された。

【0048】発明はMRI装置のイメージング制御ソフトウェアに位置するソフトウェアプログラムで実施されるかもしれない。ソフトウェアプログラムは様々なイメージングパルスシーケンスと各シーケンスに関連づけられる選択可能なパラメータを格納する。プログラムは、イメージングモード、パルスシーケンス、および選択されたシーケンスのパラメータを選択するオプションをオペレータに提示する。プログラムを使用して、オペレータは最初に通常のイメージングモードのためのパルスシーケンスとあるパラメータを選択する。次にオペレータは高速透視モードイメージングに切り換え、そしてソフトウェアはフェーズステップとスライスの数を透視モード運転に適切な値に減少させることによって、選択されたシーケンスを自動的に透視モードに変換する。

【0049】

【発明の効果】本発明によれば、正常な診断MR画像を発生させる時間をとる前に、画像位置、方向および整列、および視野(FOV)のような、診断MRイメージングパラメータを迅速に確認して、調整することができる。本発明は、最適のイメージングパラメータが適切に選択されることを確認するために、MRIシステムオペレーターおよび/または関連開業医が迅速な初期のMR画像を得ることを可能にする。さらに、初期設定が高速イメージングモードを見るのに不適切に設定されたことが分かるならば、オペレータは高速イメージングモード中に迅速にイメージングパラメータ設定を調整することができる。MRイメージングパラメータ設定を確認するおよび/またはさらに調整するのに高速イメージングモードを使用したので、MRIシステムオペレーターは適切な画像設定がシステムに入れられたという信頼をもって通常の診断イメージングを始めることができる。従って、発明は通常の診断イメージングにおけるその後の使用のためにイメージング設定を迅速に確認かつ調整することができる。

【0050】発明は最も実用的で好ましい実施例であると現在考えられることにに関して説明されたが、発明は開示された実施例に限定されず、反対に、更なる分析なしに、現代の知識を適用することによって他のものができる本発明の要点を十分に開示するため、従来技術の見地から技術に対する本発明の貢献の全般的で特定の態様の必須な特徴をすべて構成する特徴を省略することなく、種々の応用のためそれを容易に適合することを意図され、それ故、かかる適合が請求の範囲と等価な意味と範囲内で理解されることが意図されることを理解されるべきである。

【図面の簡単な説明】

【図1】例示的MRIシステムの概要ダイアグラムである。

【図2】スピンエコーMRI応答を発生させるための例示的MRIパルスシーケンスの概要RFおよび傾斜パルスタイミングダイアグラムである。

【図3】MRIイメージングパラメータを設定し、ツールとして透視走査モードを使用しているそれらのパラメータを確認するためのいくつかの例示的ステップの概要フローチャートである。

【図4】MRIイメージングパラメータを設定し、ツールとして透視走査モードを使用しているそれらのパラメータを確認するためのいくつかの例示的ステップの概要フローチャートである。

【図5】MRIイメージングパラメータを設定し、ツールとして透視走査モードを使用しているそれらのパラメータを確認するためのいくつかの例示的ステップの概要フローチャートである。

【図6】診断および透視モードイメージングのためのMRイメージングパラメータ設定の例示的表示スクリーンショットである。

【図7】診断および透視モードイメージングのためのMRイメージングパラメータ設定の例示的表示スクリーンショットである。

【図8】診断および透視モードイメージングのためのMRイメージングパラメータ設定の例示的表示スクリーンショットである。

【図9】診断および透視モードイメージングのためのMRイメージングパラメータ設定の例示的表示スクリーンショットである。

【図10】(1)イメージングパラメータ選択を確認して調整するために透視イメージング、および(2)通常の診断イメージングを使用してなされるMRイメージのシーケンスを示す。

【図11】(1)イメージングパラメータ選択を確認して調整するために透視イメージング、および(2)通常の診断イメージングを使用してなされるMRイメージのシーケンスを示す。

【図12】(1)イメージングパラメータ選択を確認して調整するために透視イメージング、および(2)通常の診断イメージングを使用してなされるMRイメージのシーケンスを示す。

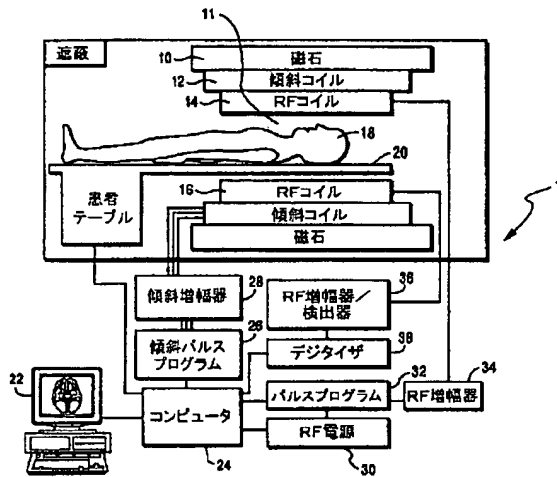
【符号の説明】

1…MRIシステム 10…分極磁石構造 11…イメージングボリウム 12…傾斜コイル 14…RFコイル 16…検出RFコイル 18…患者 20…患者テーブル 22…コンピュータワークステーション 24…コンピュータ 26…傾斜パルスプログラムモジュール 28…傾斜増幅器 30…RF電源 32…パルスシーケンスプログラムモジュール 34…RF増幅器 36…増幅器/検出器 38…デジタイザ 52…パルス56…パルス 60…傾斜磁場 350…走査編集制

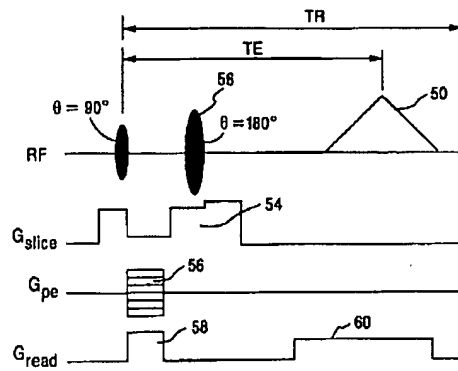
御パネル 360…ダイヤル 364…合計イメージ収集時間
366…走査編集制御スクリーン 368…マトリクス 37
2…走査編集制御スクリーンイメージ 400…透視モード

イメージ 402. 404…容器 406…透視モードイメージ
408…高品質診断モードイメージ

【図1】

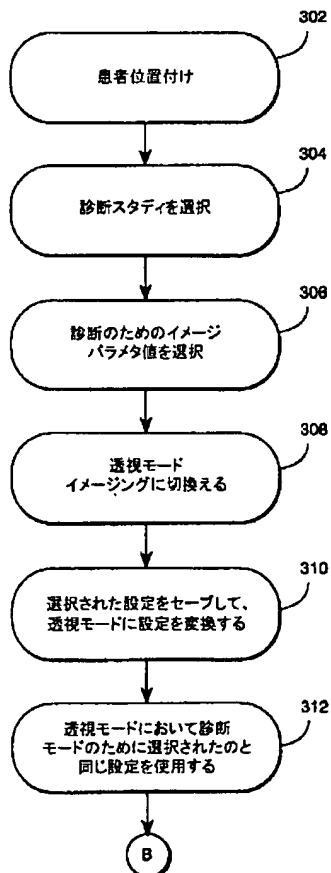


【図2】

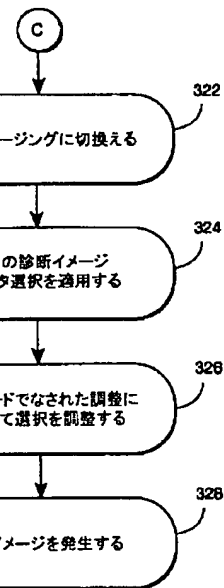
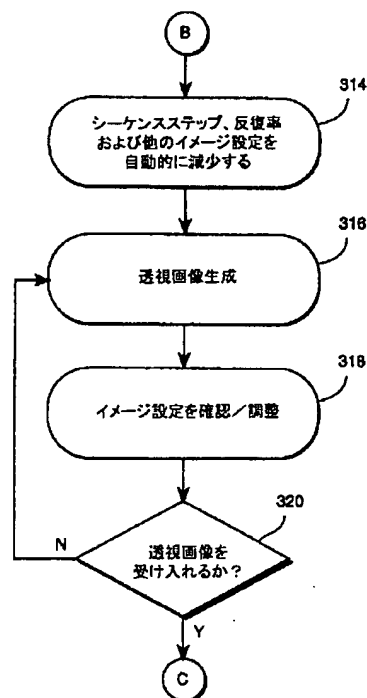


【図5】

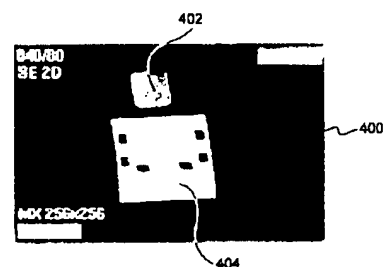
【図3】



【図4】



【図10】



【図 6】

350

352 360 368 354 362 370 364 374

358

SCAN EDIT RECON TEST RECON(4.1a)

IMAGING TECHNIQUE

FE

TE

5

5.0

5.0

10.0

SLICE THICKNESS

7

7

100

SLICE GAP

0

0

200

PLANE/PE AXIS

AX/AP

VENO/DIR/VALUE

NONE

MATRIX(PE)

32

496

496

MATRIX(FO)

64

256

624

FOV (PE)

25

25.6

50

FOV (FO)

11

25.6

50

NO WRAP

SPATIAL PRESET

NONE

PRESET FLIP ANGLE

IMAGING FLIP ANGLE

1

30

180

FLOP ANGLE

ACQ ORDER/INT

FWD/INT ON

TR

14

160

10000

SICES

1

11

64

DYN BEPS DELAY

TI

INV REC

IP

ACQ MODE

NORMAL

NAO

1

1

16

TOTAL ACQ TIME: 120

COVERAGES: 1

RESOLUTION: 0.52 X 1.00 mm

TIME PER ACQ: 120

MAX SLICES PER COV: 11

BANDWIDTH: 162.76 Hz

RELATIVE SNR:

TOOLS

NORMAL SCAN

QUEUE & NEXT

QUEUE & EXIT

RESET

CLOSE

SELECTED OBJECT

COORDINATE SYSTEM

FEET-HEAD OFFSET

LEFT-RIGHT OFFSET

POST-ANT OFFSET

AZIMUTH ANGLE

POLAR ANGLE

SLICE GROUP 1

PATIENT COORD

250

0

250

250

0

250

250

0

180

0

180

【 7 】

366

368

SCAN EDIT - RECON TEST, RECON(4.1a)									
IMAGING TECHNIQUE		FE		OPTIONS		TE		5	
SLICE THICKNESS		7		SLICE GAP		0		200	
MATRIX(PE)		32		MATRIX(RO)		64		256	
NORWRAP		32		NORWRAP		64		256	
SPATIAL PRESET		NONE		PRESET FLIP ANGLE		1		30	
TR (MIN)		14		SUCES (MAX)		1		4	
ACQ MODE		NORMAL		NAC		1		1	
DYN REPS (DELAY)		1		ACQ ORDER/INT		1		1	
INV REC		1		IP		1		1	
FOV(PE)		13		FOV(RO)		11		25.6	
LARGE		13		FOP ANGLE		1		180	
IMAGING FLIP ANGLE		1		FOP ANGLE		1		180	
FWD/INT ON		1		FWD/INT ON		1		1	
RELATIVE SNR:		1		RELATIVE SNR:		1		1	
TOTAL ACQ TIME: 0:41		COVERAGES: 1		RESOLUTION: 1.00 X 1.00 mm		1		1	
TIME PER ACQ: 0:41		MAX SLICES PER COV: 11		BANDWIDTH: 162.76 Hz		11		1	
TOOLS		FLUORO SCAN		TUNE COIL		FULL PRE SCAN		PAUSE	
APPLY		TUNE COIL		FULL PRE SCAN		PAUSE		RESET	
SELECTED OBJECT		SLICE GROUP 1		COORDINATE SYSTEM		PATIENT COORD		CLOSE ALL	
FEET-HEAD OFFSET		-250		LEFT-RIGHT OFFSET		-250		250	
POST-ANT OFFSET		-250		AZIMUTH ANGLE		-180		180	
POLAR ANGLE		0		POLAR ANGLE		0		180	

370

【 8 】

372

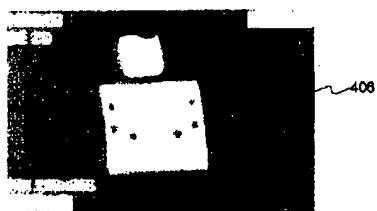
SCAN EDIT - RECON TEST, RECON(4.1a)									
IMAGING TECHNIQUE	FE	OPTIONS	2D	TE	5	5.0	10.0	SELECTED OBJECT	Slice Group 1
Slice Thickness	7	7	100	Plane/PE Axis	AX/AP	VENO/DIR/VALUE	NONE	COORDINATE SYSTEM	Patient Coord
MATRIX(PE)	32	256	256	FOV (PE)	13	25.6	50	FEET-HEAD OFFSET	-250
<input type="checkbox"/> NOWRAP				<input type="checkbox"/> LARGE				LEFT-RIGHT OFFSET	-250
Spatial Preset	NONE			Imaging Flip Angle	1	90	180	POST-ANT OFFSET	-250
TR	14	320	10000	Slices	1	4	4	AZIMUTH ANGLE	-180
ACQ MODE	NORMAL			NAQ				POLAR ANGLE	0
TOOLS	FLUORO SCAN			TOTAL ACQ TIME: 1:22	COVERAGES: 1	RESOLUTION: 1.00 X 1.00 mm		RELATIVE SNR	
APPLY	TUNE COIL			TIME PER ACQ: 1:22	MAX SLICES PER COV: 11	BANDWIDTH: 162.76 Hz			
	FULL PRE SCAN			PAUSE	RESET	CLOSE ALL			

374

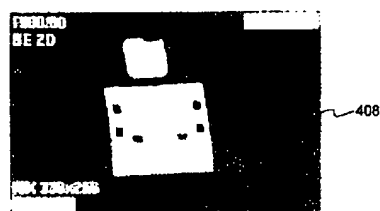
【 9 】

SCAN EDIT - RECON TEST, RECON(4.1a)									
IMAGING TECHNIQUE		FE	OPTIONS	20	TE	5	5.0	5.0	10.0
SLICE THICKNESS		7	7	100	SLICE GAP	0	1.4	200	AX/AP
MATRIX(PE)		32	496	496	MATRIX(RO)	64	256	624	FOV(PE)
NO WRAP		NO WRAP		NO WRAP	FOV(RO)	25	25.6	50	25.6
SPATIAL PRESET		NONE		PRESET FLIP ANGLE	IMAGING FLIP ANGLE	1	90	180	FLOP ANGLE
TR		14	320	10000	DYN REPS	1	1	256	ACQ ORDER/INT
ACQ MODE		NORMAL		NAQ	TI	1	1	16	IP
TOOLS		NORMAL SCAN		TOTAL ACQ TIME: 2:40	COVERAGES: 1	RESOLUTION: 0.52 X 1.00 mm		RELATIVE SNR	
QUEUE & NEXT		QUEUE & EXIT		TIME PER ACQ: 2:40	MAX SLICES PER COV: 23	BANDWIDTH: 162.76 Hz		RESET	
SELECTED OBJECT COORDINATE SYSTEM		SLICE GROUP 1		PATIENT COORD		FEET-HEAD OFFSET		AZIMUTH ANGLE	
LEFT-RIGHT OFFSET		POST-ANT OFFSET		AZIMUTH ANGLE		POLAR ANGLE		CLOSE	

【図11】



【図12】



フロントページの続き

(72)発明者 レオン・コーフマン
アメリカ合衆国、カリフォルニア州
94118、サン・フランシスコ、フォース・
アベニュー 161

(72)発明者 クリスティーネ・ハウリーズコ
アメリカ合衆国、カリフォルニア州
94061、レッドウッド・シティ、アラメ
ダ・デ・ラス・プルガス 1917
Fターム(参考) 4C096 AA01 AB36 AB45 AD02 AD06
AD07 BA01 BA05 BA41 BB05
BB13 BB14 BB15 BB16 BB18
BB32